

УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ ПРИРОДНО МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ ДЕПАРТМАН ЗА ФИЗИКУ



КОНТОЛА КВАЛИТЕТА КИЛОВОЛТАЖНОГ ИЗВОРА КОД ЛИНЕАРНИХ АКЦЕЛЕРАТОРА

Дипломски рад

Ментор:

Проф. др Наташа Тодоровић

Студент:

Срђан Милисавић

Садржај

Х-Зр	аци		5	
1.1	До	обијање Х-зрака	5	
1.2	Рен	ендгенски спектри	6	
1.3	Ин	нтеракција Х-зрачења са материјом	9	
1.	3.1	Фотоелектрични ефекат		
1.	3.2	Расејање зрачења. Комптонов ефекат	11	
1.	3.3	Стварање парова	12	
1.	4.4	Расподела вероватноће дешавања у функцији енергије фотона и вр 13	сте материјала	
Дозі	иметр	рија јонизујућег зрачења	15	
2.1	Екс	кспозициона доза	15	
2.2	Апс	псорбована доза	16	
2.3	Екв	квивалентна доза	16	
2.4	Ефе	фективна доза		
2.5	Оп	перативне величине везане за заштиту од зрачења	19	
Био.	лошки	и ефекти рендгенског зрачења	20	
3.1	Бил	илошки ефектри рендгенског зрачења	21	
3.	2.1 Па	lараметри зависности појаве биолошких ефеката од излагања јонизују†	им зрачењима	
			24	
3.	2.2. M	Модели односа дозе и ефекта		
3.3	Me	едицинско излагање		
Лин	еарни	и акцелератори-ЛИНАК		
4.2 (трукт	ктура ЛИНАК-а		
4.	2.1 Ko	омпоненте модерног ЛИНАКа		
4.	2.2 Ко	онфигурација ЛИНАКа		
4.	2.3 Ин	1нјекциони систем		
4.	2.4 Fei	енератор РФ снаге		
4.	2.5 Ак	кцелераторски таласовод		
4.	2.6 Пр	Іренос микроталаса		
4.	2.6 Tp	раснпорт електронског снопа		
4.	2.7 Пр	Іродукција класичних снопова електрона		
4.	4.2.8 Колимација снопа			
4.	2.9 Пр	Іродукција електронских снопова	34	
4.	2.10 K	Контрола дозе	35	
			2	

4.2.11 Киловолтажни извор	36
5.1 Законска оправданост контроле квалитета киловолтажног извора	37
5.2 Опрема кориштена у испитивању	39
5.3 Геометрија и поставке мерења	40
5.4 Мерења	41
5.4.1 Високи напон	41
5.4.2 Радијациони излаз	43
5.4.3 Дебљина полуслабљења	45
5.4.4 Усаглашеност осветљеног и озраченог поља	46
5.4.5 Положај централног зрака	48
5.4.6 Гранична резолуција	49

УВОД

Након открића Х-зрачења, завладала је одушевљеност и фасцинација овим новооткривеним продорним зрацима. Могућности употребе биле су многобројне, али на жалост мало шта се знало о веома штетном утицају директног излагања овој врсти јонизујућег зрачења. Дошло је и до првих пријављивања акутних повреда насталих након излагања. Ситуацију је додатно отежавало и непостојање адекватних инструмената која би мерила изложеност и дозе. Технолошким и научним развојем минимизовано је непотребно излагање и оправданост је дефинисана разним стандардима и протоколима међународних комисија као што су Међународна комисија за радиолошку заштиту (ICRP), Међународна комисија за радијацијске јединице и мерења и друге.

Радиотерапија представља један од метода лечења, која примењује високоенергетско јонизујуће зрачење у циљу унуштавања малигних ћелија. За лечење високоенергетским снопом Х-зрака користе се линеарни акцелератори (ЛИНАК). Пацијент се излаже високим дозама које се распоређују у неколико сеанси. Како реакције на примену радијационе терапије код онколошких пацијената нису ретка нуспојава, потребно је снизити дозе у сваком делу процедуре радиотерапије на најмање могуће. У том циљу овај рад има сврху да се позабави методом контроле киловолтажних извора који су монтирани на ЛИНАК. Пошто не постоји дефинисана метода испитивања ових уређаја, у овом раду ће бити приказана примена постојеће методе за испитивање рендген апарата за снимање на киловолтажне изворе монтиране на ЛИНАК, а у сврху смањења дозе редовном контролом параметара испитивања.

1. Х-Зраци

Х-Зраци

Рендген је 1895 године проучавајући електрично пражњење кроз разређене гасове, открио зраке који су имали велику продорну моћ. Сам Рендген им је дао назив Х-зраци. Они се често називају у част Рендгена, рендгенски зраци.

Рендген је у периоду 1895-1897 године испитао многе особине Х-зрака, као што cy јонизациона моћ, флуоресценција коју изазивају на неким материјалима као што је ZnS, апсорпција, зацрњење фотографских плоча, итд. Рендген је показао да Х-зраци не скрећу у електричном и магнетном пољу, што је био доказ да нису наелектрисане честице. Лауе је 1912. године доказао таласну природу Хзрака, јер је успео да добије њихову дифракцију на кристалу. Баркла је 1906. године показао да су Х-зраци трансферзално поларизовани као и светлост. [1]



Слика 1 Вилхелм Конранд Рендген

1.1 Добијање Х-зрака

Х-зраци се стварају у реднгенским цевима, када брзи електрони трпе убрзање у тренутку када бивају заустављени од стране аноде. Ови електрони настају загревањем катоде. Увођењем високог напона између електрода цеви , електрони бивају убрзани према мети тј. аноди. Слика 2 илуструје процес добијања Х-зрака у рендгенској цеви са непокретном анодом. На добијање Х-зрака утичу три карактеристике атома мете(аноде): Електрично поље језгра, везивна енергија орбиталних електрона и склоност атома да теже стању минимума потенцијалне енергије.

Стационарне аноде се састоје од мале волфрамове плочице дебљине од 2 – 3mm и око 1 cm у пречнику. Плочица се налази под углом од 15-20 степени ради фокусирања снопа Х-зрака и налази се уграђена у цеви од бакра да би се расподелила топлота добијена ударима убрзаних електрона који не стварају Х-зраке. Високи атомски број волфрама – 74 је погодан за производњу Х-зрака, а његова висока тачка топљења (3370 °C) га чини отпорним на високе температуре.

Генератор доставља електричну енергију рендгенској цеви и регулише дужину

радиографске експозиције. Рендгенска цев захтева два извора енергије, један да загреје катоду а други да убрза електроне између електрода. Нит повезана са електричним колом поседује значајну отпорност, она служи као "струјни селектор" (mA) и ако је време експозиције подешено, она одређује број произведених фотона. Струјно коло Катода-Анода се зове високо-волтажно коло, служи као



Слика 2 Главне компоненте рендгенске цеви са стационарном аанодом

kV селектор који одређује енергију производених фотона.[2]

1.2 Рендгенски спектри

Постоје две врсте рендгенских спектара: континуални и линијски (карактеристични). Први емитују електрони при своме кочењу у електричном пољу атома аноде. Карактер континуалног спектра не зависи од материјала аноде(антикатоде). Други се састоје из појединих оштрих спектралних линија. [3]

Спектри емитовани са антикатоде од волфрама, при различитим напонима између електрода рендгенске цеви приказани су на слици 3. Сваки континуални спектар има оштру краткоталасну границу. Ова граница зависи од енергије електрона, односно напона на цеви. Са повећањем енергије електрона граница се помера према краћим таласним дужинама, а укупан интезитет Х-зрачења се повећава. Експериментално је утврђено да веза између таласне дужине краткоталасне границе и напона на цеви : [1]

$$\lambda_{min} = \frac{1239.6}{U}$$



Слика З Континуални спектар за различите напоне између електрода

Структура карактеристичног спектра зависи од материјала антикатоде. Сваки елемент има свој карактеристични линијски рендгенски спектар. Линијски рендгенски спектри настају и као резултат тога што један део електрона снопа предаје енергију електронима атома антикатоде. Ексцитирани (побуђени) атоми антикатоде, враћајући се у нормално стање, емитују зрачење са фреквенцијом :

$$v = \frac{E_1 - E_0}{h}$$

где је E_1 енергија ексцитованог стања а E_0 стање на које је сишао

Рендгенски спектри се карактеришу малом таласном дужином (реда величине 0,1 nm),односно великом фреквенцијом. Стога се рендгенске линије морају јављати на рачун преласка атома из једно стање у друго са великом разликом у енергији. Велику енергију имају унутрашњи електрони у тешким атомима. Посматрамо атом са великим бројем наелектрисања Z (атомским бројем), у коме су сви унутрашњи омотачи затворени. На неки електрон једног од унутрашњег омотача периферни електрони делују слабије, јер се на рачун њихових симетричних распореда дејства појединих електрона узајамно компензују. Стога се унутрашњи електрони углавном, налазе само под утицајем поља језгра са бројем наелектрисања (атомског броја) +Ze и електрона који се налаже ближе језгру. Према томе њихова енергија биће једнака [3]:

$$E = -\frac{Rhc}{n^2}(Z-a)^2$$

где је n главни квантни број (за електроне које се налазе најближе језгру једнак је јединици), а *а* поправка услед квантно-механичких ефеката. Тешки атоми имају велику вредност Z, као и велике разлике у енергији суседних стања, због чега емитовано фотонско зрачење има велике фреквенције тј. мале таласне дужине. Отуда проистиче претпоставка да се карактеристични спектри емитују при прелазима најперифернијих електрона.

Рендгенски аспорпциони спектри се разликују од емисионих. Они се састоје из неколико трака са оштрим дуготаласним крајем. На слици 4 на ординати нанесени су коефицијенти апсорпције, а на апциси таласне дужине. Као што се види, постоји неколико појасева апсорпције. Усвојено је да се ови појасеви обележавају словима К, L, М,... Појас К је прост, док остали имају структуру. Сваки појас одговара процесу фотојонизације, тј. избијању зрачењем електрона из једног унутрашњих омотача. Појас К настаје при избијању електрона из најдубљег једноквантног омотача. Оштар крај сваког појаса одговара почетку процеса фотојонизације, тј. оној фреквенцији, при којој електрон може бити само избијен из датог омотача, без промене кинетичке енергије. Остале области појаса одговарају избијању електрона са порастом кинетичке енергије.[3]



Слика 4 Рендгенски спектар апсорпције

1.3 Интеракција Х-зрачења са материјом

Фотони не поседују наелектрисање, тако да се интеракција са спољашњом средином не одиграва путем електричног поља. Да би се интеракција могла одиграти мора се остварити услов да она одиграва у релативно уској области Комптонове таласне дужине. Такође фотони су честице које се не могу успорити, јер се увек крећу брзином светлости. Путем интеракције фотона са материјом они могу потпуно нестати, или пренети део своје енергије уз промену угла кретања.

Узимајући у обзир чињеницу да фотони приликом интеракције или нестају или скрећу са првобитног правца, описивање њиховог простирања кроз средину може се извести посматрањем уског снопа фотона, чији ће се број на посматраном правцу смањивати са порастом дебљине материјала. Посматрајмо случај када фотони једнаке енергије пролазе кроз танак слој материјала дебљине dx (Слика 5). Број фотона који су уклоњени из снопа dN проласком кроз атенуатор пропорционалан је броју упадних фотона N, броју атома у јединици запремине материјала n као и његовој дебљини односно :

$$dN = \sigma * N * n * dx$$

где је σ вероватноћа да фотон буде уклоњен из снопа.



Слика 5 Шематски приказ атенуације фотонског снопа Након интеграције израза добијамо атенуациони закон:

$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

где μ представља линеарни атенуациони коефицијент. У пракси је чешће у употреби масени атенуациони коефицијент, који се добија као количник линеарног атенуационог коефицијента и густине материјала од којег је атенуатор сачињен. Линеарни односно масени атенуациони коефицијент у потпуности одређује пролазак рендгенског зрачења кроз неки материјал. Ови коефицијенти зависе како од природе самог материјала тако и од енергије самог зрачења.

Основни начини којим фотони доживљавају интеракцију су: фотоелектрични ефекат, Томсоново, Релијево и Комптоново расејање као и стварање парова [4]

1.3.1 Фотоелектрични ефекат

Фотоелектрични ефекат је процес у којем фотон предаје своју укупну енергију орбиталном електрону.Енергија фотона се расподели на енергију везе којом је орбитални електрон везан за атом и на кинетичку енергију ослобођеног електрона. Фотоелектични ефекат је могућ само на везаном електрону што је одређено законом одржања импулса. На слици 6 приказан је функција ефикасног пресека (мера вероватноће дешавања фотоефекта) од енергије. [4]



Слика 6 Ефикасни пресек фотоефекта као функција енергије

Са слике се може уочити да се ефикасни пресек смањује са порастом енергије, уз неколико оштрих скокова на енергијама које одговарају енергијама везе орбиталних електрона. Уколико фотон поседује енергију која је знатно виша од енергије везе Келектрона, вероватноћа за фотоефекат је релативно мала. Како се енергија фотона смањује, то и вероватноћа фотоефекта расте да би достигла локални максимум баш за енергије фотона које су једнаке везивној енергији К-електрона. Процењено је да се око 80 % свих фотоефеката одигра на електронима К-љуске, а ако је енергија фотона нижа од енергије везе К-електрона, онда је највећа шанса да се процес фотоефекта одигра на електронима L-љуске. [4]

Ефикасни пресек брзо расте са повећањем редног броја материјала. Ово се може објаснити чињеницом да са порастом редног броја материјала, расту и везивне енергије електрона. Како вероватноћа ефекта расте за чвршће везане електроне одатле следи зависност ефикасног пресека о редног броја материјала.

Електрон избачен из атома, може поседовати кинетички енергију да и сам врши јонизацију, па је важно и посматрати и правац емитовања таквих фотоелектрона. Угаона расподела директно зависи од енергије фотона. На слици 7 је приказана угаона расподела фотоелектрона за различите енергије фотона.



Слика 7 Угаона дистрибуција емитованих фотоелектрона за различите енергије фотона

Са слике видимо да се са повећањем фотонске енергије, правац у којем се емитују електрони приближава правцу простирања упадног фотона, а на нижим енергијама електрони се са највећом вероватноћом емитују нормално на правац простирања упадног фотона.

Електрон који бива ексцитован упадним фотоном, на свом месту оставља упражњено место које може бити попуњено са електроном виших орбитала. За оне процесе које су се одриграле на електронима К-љуске, емитована радијација (за већину елемената) ће имати фреквенције у области рендгенског зрачења. Зрачење које за узрок има ову појаву се назива карактеристично рендгенско зрачење. [4]

1.3.2 Расејање зрачења. Комптонов ефекат

Када фотони не нестају у потпуности, већ након интеракције наставе да се крећи али са променом правца, онда о таквим фотонима говоримо као расејаним. У случају да приликом интеракције није дошло до размене енергије говоримо о Томсоновом расејању. Такво расејање се дешава на орбиталном електрону када енергија фотона мања од енергије везе тог електрона. Ако имамо случај где поред промене угла фотона долази до промене његове енергије – Комптонов ефекат. То се дешава када је енергија фотона знатно виша од енергије којом је орбитални електрон везан. Обично се каже да се ова интеракција одвија на слободном електрону. Комптон је установио законитост зависности енергије фотона од угла његовог расејања.

$$\Delta \lambda = 2\Lambda \sin^2(\frac{\theta}{2})$$

где је Λ Комптонова таласна дужина и износи : 2.42 * $10^{-12} m$

Из ове формуле можемо запазити да разлика таласних дужина фотона пре и после интеракције зависи искључиво од угла расејања а не од почетне енергије фотона нити од

редног броја материјала на коме се одиграва интеракција. Након расејања, фотон ће отићи са таласном дужином већом за Δλ, односно мањом енергијом.

Клајн и Нишина одредили су вероватноћу скретања под датим углом за расејање фотона на једном електрону. Ова угаона зависност интензитета расејања приказана је на слици 8.



Слика 8 Угаона дистрибуција интезитета расејаног Комптоновог зрачења за неколико разиличитих енергија упадних фотона

За мале енергије, вероватноћа расејања фотона је симетрична тј. једнака је вероватноћа да ће фотон бити расејан унапред као и уназад. Како енергија фотона расте, ова дистрибуција се помера ка правцу кретања упадног фотона. [4]

1.3.3 Стварање парова

Када енергија фотона достигне одређену вредност, стварају се услови за стварање пара електрон-позитрон у коме фотон у потпуности нестаје. Та вредност енергије мора да буде најмање једнака двострукој вредности масе мировања електрона тј 1.022 MeV. Позитрон је честица која има исту масу као и електрон, има идентичне вредности спинског и магнетног момента као и апсолутну вредност наелектрисања. Оно што позитрон чини различитим од електрона је да позитрон поседује позитивно наелектрисање. Оно што је важно знати да се због закона одржања импулса овај процес мора одиграти у присуству другог тела. [4]

1.4.4 Расподела вероватноће дешавања у функцији енергије фотона и врсте материјала

Мера вероватноће дешавања интеракције фотона са материјом може се добити као сума ефикасних пресека фотоефекта, Комптоновог расејања и стварања парова. Сва три ефикасна пресека имају другачију зависност од енергије и редног броја материјала. На слици 9 приказана је промена масеног атенуационог коефицијента са енергијом за све три интеракције.



Слика 9 Масени атенуациони коефицијент за појединачне интеракције и укупни масени атенуациони коефицијент

Јасно се види да на нижим енергијама доминира фотоефекат, да би на средњим енергијама допринос Комптоновог ефекта био доминантан. Како ефикасни пресек за оба процеса опада са порастом енергије и укупни масени атенуациони коефицијент се смањује како расте енергија фотона. На високим енергијама утицај фотоефекта и Комптоновог ефекта је занемарљив и једини начин којим се фотони уклањају из снопа јесте стварање парова. [4]

На слици 10 приказана је зависност вероватноће настајања поједних ефеката од енергије фотонског зрачења и редног броја медијума кроз које зрачење пролази. На ниским енергијама доминантан допринос ће имати фотоелектрични ефекат. Он ће имати и највећи удео у атенуацији фотонског зрачења и на нешто вишим енергијама, реда величине неколико стотина keV, али само за атенуаторе високог атомског броја. Стварање парова доминира на високим енергијама, од неколико МeV и више, док на средњим енергијама највећи удео атенуацији има некохерентно зрачење тј Комптонов ефекат. Комптонов ефекат ће бити доминантан и на гранично ниским и високим енергијама у случају када се редни број атенуатора налази у подручју ниских вредности [4]



Слика 10 Области доминације појединачних ефеката у зависности од Е и Z

Радиографска слика је резултат разлике апсорбованих фотона (фотоелектрични ефекат) и оних који нису. Већина Х-зрака интерагује путем Комптоновог ефекта. Слика у радиографији је последица само приближно 1 % фотона емитованих из рендгенске цеви. Главни фактор који утиче на вероватноћу апсорпције је напон kVp-киловолтажни пик. Апсорпција се повећава са смањењем kVp , али то значи и повећање дозе за пацијента са сетованим mAs за квалитетну слику. Такође, вероватноћа Комптоновог ефекта расте са повећањем енергије Х-зрака односно са повећањем kVp. Међутим како се kVp повећава, више фотона пролази кроз пацијента без интеракције и потребна је мањи флук фотона тј мањи производ струје и времена трајања експозиције (mAs). За сликање и диференцију у меким ткивима потребни су мали киловолтажни напони, али зато нам је потребна већа mAs (код мамографије). Из овога можемо да закључимо да нам је за квалитетне радиографске слике потребно добро познавање интеракција фотона са материјом ради смањења дозе на најмањи могући ниво. На слици 11 приказан је реднгенски снимак плућа за различите вредности примењеног напона.



Слика 11 Радиографски снимци плућа при различитим параметрима

Слика (A) је примењен је напон од 50 kVp, а на слици (B) напон од 150 кVp. Мања енергија насталог Х-зрачења на слици (A) је дала бољи контраст између костију и меког ткива због значајног удела фотоелектричног ефекта у костима.

2. Дозиметрија јонизујућег зрачења

Дозиметрија јонизујућег зрачења

Дозиметрија је научна грана која за циљ има да квантификује дејства различитих врста јонизујућих зрачења на органску материју, као и да то повеже са одређеним физичким, хемијским и биолошким ефектима. Када јонизујуће зрачење интерагује са метом, оно ексцитује и јонизује атоме и молекуле и такође ствара велики број секундарних електрона. Ти секундарни електрони могу да даље врше додатну јонизацију и ексцитацију докле год им енергија не падне испод границе јонизације атома датог медијума. Ови ефекти директно зависе од апсорбоване енергије, што представља једну од основних величина која се мери у дозиметрији. [5]

2.1 Експозициона доза

Експозиција је дефинисана за гама и Х-зрачење у оквиру количине јонизације које произведу у ваздуху. Јединица експозиције се назива рендген [R] а уведена је на Радиолошком конгресу у Стокхолму 1926 године. У почетку је дефинисана као количина гама или Х-зрачења која произведе у ваздуху 1 еѕи (сдѕ систем јединица,1 еѕи = $3.335640951982 \times 10^{-10} \text{ C}$) наелектрисања било којег знака у 0.001923 д ваздуха (при стандардној температури и притиску). Међународна комисија за радијацијске јединице и мерења (ICRU) 1962 је експозициону дозу дефинисала као:

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m}$$

 $-\Delta Q$ сума свих наелектрисања једног знака произведеног у ваздуху када сви секундарни електрони изгубе своју енергију, а Δm маса ваздуха који се налази у посматраној запремини.

Према томе, рендген се сада дефинише као:

$$1 \text{ R} = 2.85 \times 10^{-4} \text{ Ckg}^{-1}$$

- ЈАЧИНА ЕКСПОЗИЦИОНЕ ДОЗЕ ЈОНИЗУЈУЋЕГ ЗРАЧЕЊА:

$$\dot{X} = \frac{\mathrm{dX}}{\mathrm{dt}}$$

Јединица за јачину експозиционе дозе (која се често назива и брзина дозе) је C/kgs

2.2 Апсорбована доза

Концепт експозиционе дозе и рендген као јединица су се показали доста практичним, једноставно мерљивим концептом и добрим стандардом за електромагнетну радијацију у ваздуху. Међутим, било је потребно увести и нове концепте како би смо то могли применити како за различите изворе јонизације тако и за различите материјалемедијуме, поготово за ткива. Примарна величина која се користи у дозиметрији је апсорбована доза. Дефинише се као енергија апсорбована од јединичне масе од било које врсте јонизујућег зрачења и у било ком материјалу.

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m}$$

Јединица за апсорбовану дозу је греј [Gy] и односи се са старом јединицом рендген као 1 Gy = 100 R. Апсорбована доза се често помиње само као доза, третира се као тачкаста функција, узимајући вредност у свакој тачки озраченог објекта.

Могућно је и дефинисати јачину апсорбоване дозе јонизујућег зрачења као количник дозе и времена експозиције.

$$\dot{D} = \frac{\mathrm{dE}}{\mathrm{dt}}$$

Уведена је из запажања да биолошки ефекти јонизујућег зрачења не зависе само од величине дозе него и од времена озрачивања. Ово је јако важно за процену изложености професионално изложених лица и њихову категоризацију.

2.3 Еквивалентна доза

Дуго је било познато да вредност апсорбоване дозе потребна да се постигне 50 % ћелијског уништења је често била различита за различите врсте извора јонизујућег зрачења. Поводом тога, Међународна комисија за радијациону заштиту, Национални савет за радијациону заштиту и мерење и Међународна комисија за радијацијске јединице и мерења увеле су концепт еквивалентне дозе ради сврхе заштите од јонизујућег зрачења. Дозни еквивалент H је дефинисан као производ апсорбоване дозе D и бездимензионог фактора квалитета Q који зависи од линеарног енергетског трансфера (средња енергија коју честица зрачења остави по јединици пута) [5]

H = DQ

Табела са усвојеним бројним вредностима фактора квалитета за различите врсте зрачења:

Врста зрачења	Фактор квалитета Q
Рендгенско, гама, бета	1
Термални неутрони	5
Неутрони и протони	20
Алфа честице	20
Тешка језгра	20

Јединица за еквивалентну дозу је сиверт [Sv].

За процену еквивалентне дозе коју прими професионално изложено особље, може да се искористи резултати мерења јачине амбијеталног дозног еквивалента на месту где борави рофесионално лице. :

Извор јонизујућег зрачења : рендген уређај за снимање, EI Niš Superix 1000

На месту руковаюца измерена је јачина амбијеталног дозног еквивалента од : 4.5 μ Sv/h [\dot{D}]

У просеку број експозиција је 10 [n] дневно а током 250 дана годишње.[y]

Време експонирања је узето максимално могуће : 0.5 s [t]

$$H = Q * \dot{D} * n * y * \frac{t}{3600}$$

Према формули процена ефективне дозе за радно место руковаоца износи : 1.6(3) µSv/god што према Правилнику о границама излагања јонизујућим зрачењима и мерењима ради процене нивоа излагања јонизујућим зрачењима (Сл. Гласник 86/11 и 50/18) сврстава лица запослена на овом радном месту у категорију Б професионално изложених лица.

Нису сви органи подједнако осетљиви на дејство јонизујућег зрачења:

I група (најризичнији): гонаде, хематопоезни апарат, тело као целина

II група: штитна жлезда, јетра, бубрези, очно сочиво

III група (најотпорнији) : кожа, шаке, кости

Стога, уводи се величина ЕКВИВАЛЕНТНА ДОЗА ЗА ОРГАН ИЛИ ТКИВО: У посматраном органу или ткиву T, еквивалентна доза $H_{T,R}$ настала од зрачења R даје се релацијом:

$$H_{T,R} = W_R * D_{T,R}$$

где је W_R радијациони тежински фактор за врсту зрачења R а $D_{T,R}$ просечна вредност апсорбоване дозе зрачења R у органи или ткиву T

2.4 Ефективна доза

Однос вероватноће настајања стохастичких ефеката зрачења и еквивалентне дозе зрачења зависи од органа или ткива које се излаже зрачењу. (Стохастички, тип биолошких ефеката,без одређеног прага дозе зрачења, могу се јавити после неколико десетина година (карциноми, генетски ефекти).Због тога је дефинисана нова радијациона величина којом би се, на основу познавања еквивалентне дозе, могла описати ова зависност у случају озрачивања различитих органа или ткива различитим дозама зрачења, на начин како би се утврдили укупни стохастички ефекти. При том је потребно познавати еквивалентне дозе у појединим органима или ткивима Т којима би се придружили одговарајући тежински фактори ткива W_T. Збир свих тежинских фактора је један, а јединица ефективне дозе је сиверт. [6]

$$\mathbf{E} = \sum_{\mathbf{T}} W_T H_T$$

Следи табела (Слика 12) са ткивним тежинским факторима према ICPR (међународна комисија за заштиту од јонизујућег зрачења) публикацијама:

Glavni organi	Tkivni težinski faktori		
	ICRP 60 (1991)	ICRP 26 ICRP103 (1977) (2007)	
Gonade	0.20	0.25 0.08	
Crvena koš. srž	0.12	0.12	
Debelo crevo	0.12	1. 2. 2. 2. 2. 2. 2. 2. 2. 2. 2. 2. 2. 2.	
Pluća	0.12	0.12	
Želudac	0.12	- 0.04	
Bešika	0.05		
Grudi	0.05	0.15 0.12	
Jednjak	0.05	- 0.04	
Jetra	0.05	- 0.04	
Štitna žlezda	0.05	0.03 0.04	
Koža	0.01	1.1.1.181.17. 7. 1.1.181.1	
Površina kostiju	0.01	0.03	
Ostatak (mozak, bubrezi, nadb.	0.05	0.30	
žlezde, slezina, pankreas, mišići, tanko crevo, timus, materica)			

Слика 12 Тежински фактори

2.5 Оперативне величине везане за заштиту од зрачења

- ЛИЧНИ ЕКВИВАЛЕНТ ДОЗЕ Hp(d); d представаља дубину у милиметрима испод површине тела :

- Hp(10) еквивалентна доза у меком ткиву на дубини од 10 mm испод неке тачке на телу. Ефективна доза спољашњег излагања при униформном излагању целог тела (без коришћења заштите) изједначава се са личним еквивалентном дозе Hp(10). Ради одређивања ефективне дозе спољашњег зрачења у условима неуниформног озрачивања, обавезно је коришћење најмање два лична дозиметра: један који се носи испод заштитне кецеље и други који се носи изнад заштитне кецеље.

-Hp(0,07) лична површинска еквивалента доза – еквивалентна доза у меком ткиву на дубини од 0,07 mm испод одређене тачке на телу. У одређеним условима истоветна је са кожном дозом.

- АМБИЈЕТАЛНИ ДОЗНИ ЕКВИВАЛЕНТ Н^{*}(d) - H^{*}(10) еквивалента доза у тачки поља зрачења у ИЦРУ сфери (сфера са пречником од 30 cm, и са густином од 1 cm/g³ ткивноеквивалентног материјала који се састоји од 76.2% О, 11.1% С, 10.1% Н и 2.6% N) на дубини од 10 mm.

- КЕРМА – К; Kinetic Energy Realesed per unit Mass : Количина енергије која се ослободи по јединици масе.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Керма представља количник збира свих почетних кинетичких енергија јонизујућих честица ослобођених секундарно јонизујућим наелектрисаним честицама dE_{tr} у материјалу масе dm. Јединица за керму је греј [Gy]

Ова величина се користи најчешће у случају када се посматра рендгенско зрачење, односно када се користе подаци за прорачун изложености професионално изложених лица и пацијената у рендген дијагностици. Керма има исту вредност као и апсорбована доза у ваздуху и користи се да опише поље зрачења у присуству или одсуству пацијента. У области радиографије керма у меком ткиву је приближно једнака керми у ваздуху (у зависности од енергије фотона), тако да се у заштити зрачења могу изједначити.

ЈАЧИНА КЕРМЕ : Ќ

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

- представља промену керме у неком временском интервалу. Јединица за јачину односно брзину керме је греј по секунди [Gy/s]

Биолошки ефекти рендгенског зрачења

Биолошки ефекти рендгенског зрачења

Човек је од свог настанка изложен природној радиоактивности. Са почетком нуклеарног доба, човек је поред природне изложен и вештачкој радиоактивности, у које се убрајају: медицинске процедураме, конзумерски производи, при контакту са индустријским изворима радијације, y истраживачким делатностима ИТД. Професионална лица изложена јонизујућим зралењима могу да добију дозу у свакодневном обављању пословних задатака нпр рендген техничари који раде у контролисаној зони (нпр ангио сала), физичари које раде у нуклеарној медицини итд. Знајући да је изложеност разним изворима јонизујућег зрачења свакодневна појава, потребно је познавати биолошке ефекте зрачења на човека, како би свели штетне утицаје на минимум.

При интеракцији јонизујућег зрачења са људским организмом долази до јонизације и ексцитације у ткиву, што ремети нормалне метаболичке процесе у ћелији. Узимајући у обзир ове чињенице људско тело је изложено биолошкој штети, а та штета ће зависити од различитих фактора од којих су главни, природа и енергија датог зрачења, доза, експозиционо време и тип изложеног ткива/органа, старост изложене особе, радиосензитивност органа итд. Излагање јонизујућој радијацији може бити спољашње или унутрашње од чега ће зависити да ли ће и колико ће брзо биолошки ефекти развити у клиничке симптоме. Највећи број података о штетном утицају на људски организам долази из посматрања преживеле популације након експлозије атомске бомбе у Хирошими и Нагсакију, домородачком становништву на Маршалским острвима које су били изложени зрачењу насталом након проби нуклеарних бомби, рударима у уранијумским рудницима и људима који су били у непосредној околини нуклеарних инцидената.

Табела са неким изворима јонизујућих зрачења

Природни извори	Вештачки извори	
Спољашње зрачење:	• Дијагностичка и терапијска	
• Космичко зрачење	медицина	
• Терестријално зрачење	• Индустрија	
(радионуклеиди у стенама)	• Нуклеарне електране	
Унутрашње зрачење:	• Нуклеарни акциденти	
• Инхалацијом (радон)		
• Ингестијом		

3.1 Билошки ефектри рендгенског зрачења

Дејство Х-зрачње у распону доза које се користе у дијагностичким испитивањима може да доведе до низа функционалних и морфолошких промена у озраченом ткиву или органу. Када високоенергетско зрачење пролази кроз медијум (живи или неживи) долази до примарне итеракције са електронима дате средине. Енергија упадног зрачења бива предата електронима који пролазећи даље кроз материју губе ту енергију различитим механизмима. Јонизациони потенцијал за већину елемента који улазе у састав органских молекула разних ткива је 20 eV, те избачени електрони имају широк спектар енергија и производе низ секундарних јонизација и ексцитација. Велики део енергије које јонизујуће зрачење преда атомима супстанце кроз коју пролазе у крајњој инстанци се претвара у топлоту. Међутим, установљено је да предата енергија јонизујућег зрачења која температуру људског тела може да повиси за промил, истовремено може да има летално дејство. Овај "радиобиолошки парадокс" објашњен је тек средином овог века након открића ДНК малих виталних центара од којих директно зависи преживљавање ћелије. Механизам интеракције јонизујућег зрачења разјашњен је након открића хеликоидне структуре ДНК. [7]

Директна интеракција јонизујућег зрачења са електронима ДНК молекула манифестује се прекидом једног или оба хеликса, услед кидања фосфодиестарских веза, оштећењем саме базе или кидањем водоничних веза. (Слика 13). Кидање водоничних веза доводи до немогућности препознавања парода А-Т (аденозин-тимин) и Ц-Г (цитозин-гуанин) при репликацији ДНК, односно до нерегуларног спаривања и мутација које могу да имају и летално дејство. Директна интеракција у зависности од предате енергије може да изазове губитак способности деобе ћелије, престанак специфичних функција или чак њено тренутно уништење. [7]



Слика 13 Директна интеракција са молекулом ДНА

Када је ћелија изложена зрачењу, вероватноћа интеракције са молекулом ДНКа је веома мала јер су критичне компоненте које је чине, веома мали делови ћелије. Међутим, сваку ћелију, као што је то и случај са људским телом, чини велики део вода. Зрачење услед тога има највећу шансу интераговања са молекулима воде. Када дође до интеракције са молекулима воде, зрачење поседује довољну енергију да раскине водоничну везу којим је везан молекул. Приликом интеракције Х-зрачења са водом долази до формирања два типа слободних радикала :

$$H_2O^+ \rightarrow H^+ + OH^-$$

Може такође ступити у неколико различитих интеракција :

$$H_2O^+ + H_2O \rightarrow H_3O^+ + OH^-$$
$$H_3O^+ + e_{ak} \rightarrow H_2O + H^-$$
$$H_2O^+ + e_{ak} \rightarrow (H_2O)^- \rightarrow H^+ + OH^-$$

Видимо да као резултат радиолизе воде, услед дејства јонизујућих зрачења у ћелији настају акватизовани електрон, OH^- радикал и H^+ радикал у приближном односу 45% : 45%: 10%. Ови радикали веома брзо реагују са компонентама ДНК молекула. Наведени радикали, који нису учествовали у хемијским променама у ћелији се брзо рекомбинују уз ослобађање топлоте. Присуство кисеоника у околини реакције, може да омогући да као производ настане и веома токсична супстанца као што је водоник-пероксид која даље може да допринесе деструкцији ћелије што значи да количина присуства кисеоника може да утиче на појачавање последица зралчења, што опет зависи од типа ткива. У радијационој терапији ово представља проблем, јер су туморна ткива слабије снадбевена кисеоником па у том делу у односу на здраве ћелије показују степен радиорезистентности.

Од способности организма да редукује концентрацију наведених слободних радикала у ћелији помоћу антиоксиданаса зависи које нивое зрачења ће моћи да толерише. Могућности организма да ствара анитиоксиданте је у највећој мери генетски предодређена али зависи и од пола, старосне доби, здраственог стања, начина живота и услова у животној средини. Радиосензитивност у великој мери зависи од ензиматског садржаја ћелије, јер без ових специфичних протеина многе реакције антиоксидантне одбране не могу да се реализују. Један од важних ензима помоћу којих се отклања супероксид анјон O_2^- је супероксид дисмутаза. Осим ензима, антиоксидантној одбарни доприносе и Ц витамин, β -каротин, као и биолошки активни пептид глутатион. [7]



Слика 14 Индиректна интеракција са материјом

Нису све живе ћелије једнако осетљиве на зрачење. Оне ћелије које се активније размножавају су осетљивије од оних који нису. Разлог лежи у томе да деоба ћелија захтева тачну ДНК информацију да би ћерке ћелије преживеле. Директна интеракција радијације са активном ћелијом би могла да резултује смрћу или мутацији ћелије, где би иста та интеракција код статичне ћелије имала мање последица. Као резултат, све живе ћелије се могу категорисати у односу на брзину њихове репродукције, што даље говори о њиховом осетљивошћу на радијацију. На пример, лимфоцити (бела крвна зрнца) и ћелије које константно производе крв се константно регенеришу и према томе су најосетљивије тј најрадиосензитивније. Репродуктивне и гастроинтестилне ћелије се не репродукују па су и мање осетљивије. Ћелије које су најрадиорезистентније су ћелије које чине мишиће и нерве, јер имају најмању рату репродукције.



Слика 15 Циклус ћелије у зависности од штете нанете јонизујућим зрачењима

Ћелије као и људско тело имају способност да врше поправке штете. Као резултат тога, свако зрачење неће неповратно извршити штету ћелији. У много случајева, ћелије у потпуности поправе сваку насталу штету и наставе своје нормално функционисање (Слика 15). У колико је штета била довољно тешка, изложена ћелија ће умрети. У неким случајевима, оштећена ћелија ће успети да се подели али ће ћерке ћелије услед недостатка критичких животних компоненти да умру. Друга опција је да озрачена ћелија не умре, већ мутира. Мутирана ћелија се даље репродукује и кроз потомство чува мутацију. Ово може да узрокује појаву малигног тумора. Аналогно, осетљивост појединих органа на зрачење ће у великој мери зависити од типа ћелија која чине то ткиво тј орган.

Пример једног веома осетљивог ћелијског система је малигни тумор. Кад је тумор изложен радијацији, спољашњи слој тумора (богат крвним судовима – кисеоником и са високом ратом репродукције) бива брзо уништен и то узрокује "скупљање" тумора. Ако је тумор изложен масивној дози може бити комплетно уништен али то може да убије пацијента, уместо тога постепено се даје доза, што дозвољава здравим ћелијама да се регенеришу а истовремено постепено смањујући веома сензитивни тумор. [8]

3.2.1 Параметри зависности појаве биолошких ефеката од излагања јонизујућим зрачењима

У параметре зависности појаве биолошких ефеката од излагања јонизујућим зрачењима спадају:

Латентни период; Након иницијалног излагања радијацији и пре него што се испоље први биолошки ефекти, постоји један временски период који се назива латентни период. Тај временски интервал може да узима вредности у једном широком опсегу. Биолошки ефекти радијације су према томе подељени на краткорочне (минути, дани, недеље) и дугорочне (године, деценије, генерације). Најпознатији дугорочни ефекти су појава катаракте и хроничне анемије.

Селективност; За једну особу постоји много варијација утицаја на радијациона оштећења која постоје за различите типове ћелија и ткива. Као што смо већ упознати, радиосензитивност у великој мери зависи од репродуктивне способности ћелије.Такође специјализоване ћелије су мање осетљивије од недиференцираних ћелија.

Закон Бергонија и Трибондоа: Радиосензитивност ћелија је директно пропорционална репродуктивној спосовности ћелија, а обрнуто пропорционална степену њихове диференцијације.

Познато је да радиосензитивност расте са мањом вредношћу година појединца. Ово је директно повезано како са брзином метаболичких процеса, заступљености кисеоника, степени хидратације итд.

Кумулативни ефекат; Све генетске промене изазване јонизујућим зрачењима настају као последица уноса додатне енергије у ћелију због чега биолошки ефекти могу да настану кумулацијом сукцесивних доза зрачења која се сумирају, а које појединачно не доводе до битних промена у ћелијским структурама. Генетски, леукемогени и канцерогени ефекти могу да буду изазвани укупном кумулативном дозом зрачења коју је особа примила током живота. Кумулативни ефекат зрачења не треба очекивати код пацијената већ код професионално изложених лица или код њихових потомака

Комбинација; Ефекат зрачења се повећава уколико му се придружи још неки ефекти физичке, хемијске или биолошке природе. Хиповитаминозе и хормонски поремећаји могу да убрзају и појечавају биолошки ефекат зрачења. У радиотерапији је познато веће радијационо оштећење коже ако се она током зрачења утопљава, греје, излаже сунцу или маже мастима.

Врста зрачења; Корпускуларна зрачења код којих је носилац енергије субатомска честица и електромагнетно зрачење код којих је носилац енергије фотон, дају различите биолошке ефекте, Рендгенско, гама и неутронско зрачење при проласку кроз материју не врши директну јонизацију, већ је она последица интеракције зрачења и атома. Код Х и Гама зрачења биолошки ефекти се остварују преко електрона избачених из њихових орбита а код неутронског зрачења посредством протона насталих у сударима неутрона са језгрима атома озрачене материје. [7] Временска расподела озрачивања; Мера којом се администрира – апсорбује доза је најважнији фактор који ће одредити биолошки ефект. Будући да степен опоравка ћелије у многоме зависи и од степена оштећења ћелија, значи да ће иста доза расподељена на дужи временски период имати различити учинак у односу на исту дозу администрирану у кратком временском интервалу.

Топографска расподела дозе; Величина површине озраченог дела тела је важан параметар – већа површина експонираног дела тела, уколико су остали фактори једнаки, биће и већа штета по укупни организам. Ово је због тога што је већи број ћелија озрачен, па је и већа вероватноћа штетног утицаја на ткива и органе. Чак и делимична заштита дела високорадиосензитивних органа као што су слезина и коштана срж могу значајно да ублаже штетност. Један очигледан пример је у радиотерапији, у којој би доза била смртоносна уколико би се доставила целом телу а која се доставља веома лимитираним областима тумора.

Апсорбована доза; Са порастом дозе расту и штетни ефекти излагања.

Радијациони ризик и Генетска оштећења; под овим се подразумева вероватноћа да једна особа задобије повреду као последицу озрачивања, односно да апсорбована доза изазове штетни ефекат.

3.2.2. Модели односа дозе и ефекта

Постоји много модела које предвиђају однос између радијационе дозе и ефекта које то има на одређену биолошку мету. Разлике између тих модела огледају се у различитим фундаметалним претпоставкама. На слици 16 приказана су три модела која описују реакцију биолошког система на примењену дозу. [16]



Слика 16 Модели односа дозе и ефекта

- 1. ЛНТ модел; Овај модел претпоставља да је било који ниво изложености радијацији штетан и да ризик расте линеарно са порастом дозе. Овај модел се примењује у области заштите од зрачења коме је сврха да минимизује ризике професионално изложеним лицима
- 2. ТМ модел; Овај модел претпоставља да ризик расте линеарно са порастом дозе али тек након достизања неке граничне вредности дозе-прага. Испод те вредности не треба очекивати штетне ефекте.
- XM модел; Овај модел претпоставља двојну природу биолошких ефеката зрачења, где испод одређеног нивоа радијација стимулише одређене механизме у ћелији које делују заштитнички а штетни ефекти се испољавају када се тај праг пређе.

3.3 Медицинско излагање

Х-зрачење је кориштено током 1930их и 1940их ради смањивања тимуса- грудних жезда код деце. Третмани су такође могли да изложе великим дозама штитне жлезде – једне од најподложнијих ткива за развој рака. Натпросечно велики проценат је међу популацијом над којом је примењен овај метод кад су били деца, развио разне облике бенигног и малигног тумора. Такође током 1940 и 1950их је било уобичајно лечење болести tinea capitis код деце, Х-зрачењем. Доза од неколико Gy је била администрована како би се узроковала привремена епилација, тако да се фоликул длаке могао ефектније третирати лековима. Ова процедура је такође допринела значајној дози тироидне жлезде. После оснивања државе Израел, tinea capitis је достигао епидемијске размере међу имигрантина који су долазили тамо из Северне Африке. Израелски лекари су овом процедуром третирали око 10000 имигрантске деце, након чега се приметило шестоструко повећање вероватноће формирања малигног тумора у односу на популацију која није била изложена. Испитивање спроведено међу 2215 пацијената у Њујорку, третираних сличном процедуром, показало је висок број оболелих од тироидних аденома, леукемије, и канцера мозга.[9]

Медицинско излагање јесте излагање пацијента или појединца без сиптома болести током медицинског или стоматолошког дијагностичког поступка или лечења, у корист њиховог здрављ, као и излагање неговатеља и лица која помажу пацијентима и волонтера у медицинском и биомедицинском истраживању. Медицинско излагање мора да се спроводи тако да укупна корист од излагања јонизујућем зрачењу у дијагностичке и терапијске сврхе буде већа од штете од излагања појединца јонизујућем зрачењу узимајући у обзир делотворност, користи и ризике доступних алтернативног техника које имају исти циљ и при којима нема излагања јонизујућем зрачењу или га има мање. Медицинско излагање се спроводи на начин да дозе буду што је могуће ниже у складу са траженим медицинским информацијама узимајући у обзир економске и друштвене факторе. Оптимизација медицинских излагања врши се уз примену дијагностичких референтних нивоа који се редовно проверавају.[10] Постоји више врста медицинских имиџинг процедура од којих свака користи различиту технологију и технику. ЦТ, радиографија и флуороскопија, сви раде на истом принципу : Х-зрак пролази кроз тело, где се део зрачења или апсорбује или ресеје на неким унутрашњим структурама а део је трансмитован до детектора (може бити филм или компјутерски дисплеј) Свака од ових метода се разликује у сврси:

- Радиографија; једна слика је снимљена ради касније евалуације. Мамографија је специјална врста радиографије која је намењена за сликање ткива груди код жена.
- Флуороскопија; континуална рендгенска слика се приказује на монитору, дозвољавајући у реалном времену мониторинг процедуре проласка некох контрасног агента кроз тело. Флуороскопија може да резултира веома високим дозама, нарочито за неке комплексне процедуре као што нпр уградња стента, које захтевају дужи временски период.
 - ЦТ тј компјутеризована томографија већи број рендгенских слика бива снимљен синхроно са померањем детектора око тела пацијента. Рачунар затим реконструише све индивидуалне слике у крос-секцију слика тј слајсева унутрашњих органа и ткива. ЦТ преглед подразумева веће радијационе дозе него конвенционална радиографија зато што ЦТ слика је реконструисана из великог броја индивидуалних рендгенских пројекција.

Examination	Radiation dose (mSv) ^b	Time to accumulate comparable natural background dose	
Computed tomography			
Sinuses	0.6	2 mo	
Head	2.0	8 mo	
Chest	7.0	2 y	
Chest (pulmonary		-	
embolism)	10.0	3 у	
Abdomen and pelvis	10.0	3 y	
Multiphase abdomen			
and pelvis	31.0	10 y	
Radiography			
Extremity	0.001	<1 d	
Chest	0.1	10 d	
Lumbar spine	0.7	3 mo	
Abdomen	1.2	5 mo	
Other			
Mammography	0.7	3 mo	
Bone densitometry (DEXA)	0.001	<1 d	
Nuclear medicine			
Lung ventilation/perfusion	2.0	8 mo	
Bone scan	4.2	1 y, 4 mo	
Cardiac perfusion (sestamibi)	12.5	4 y	
Fluoroscopy			
Barium swallow	1.5	6 mo	
Coronary angiography	5-15	20 mo to 5 y	
 ^a DEXA = dual-energy x-ray absorptiometry. ^b These doses are effective doses, which are theoretical quantities proposed by the International Commission on Radiation Protection to assess the health risks of low doses of ionizing radiation.⁵ 			

На слици 17 су приказане вредности доза за поједине процедуре:

Слика 17 Компарација радијационе дозе од медицинског имиџинга и позадинског зрачња према ICPR

4. Линеарни акцелератори- ЛИНАК

Линеарни акцелератори-ЛИНАК

Медицински линеарни акцелератори (ЛИНАК) убрзавају електроне до енергија у опсегу 4-25 MeV-а користећи микроталасна радиофреквентна поља (РФ) у оспегу фреквенција 10³-10⁴ MHz, с тим да већина користи поље фреквенције 2856 MHz. [12]

У ЛИНАКу, електрони се убрзавају праволинијски у посебним структурама познатим као акцелераторски таласоводи. Разне врсте ЛИНАК-а су доступне за медицинску употребу. Неки генеришу Х-зраке у нисковолтажном опегу (4 – 6 MeV), док остали обезбеђују и Х зраке и електроне на разним мегаволтажним енергијама. Типични модерни ЛИНАК пружа две фотонске енергије (6, 10 и 15 MeV) и неколико електронских (6, 9, 12, 16 и 22 MeV). [12]

ГЕНЕРАЦИЈЕ ЛИНАК-а

Током протеклих 40 година медицински линеарни акцелератори су прошли кроз пет генерација од којих је свака увела неку новину [12] :

- Нискоенергетски фотони (4-8 MeV).
- Средњенергетски фотони (10–15 MeV) и електрони; закривљени сноп; покретљива мета; дуална јонизациона комора.
- Високоенергетски фотони (18–25 MeV) и електрони; вишеструке енергије електрона; ахроматски закривљени магнет; асиметрични колиматор.
- Високоенергетски фотони и електрони; компјутерски контролисана оперативност; електронски имиџинг; мултислојни колиматор.
- Високоенергетски фотони и електрони; модулација фотонског снопа; динамична предаја дозе уз помоћ мултислојног колиматора

4.2 Структура ЛИНАК-а

4.2.1 Компоненте модерног ЛИНАКа

Линеарни акцелератори се састоје од више технолошких подсистема повезаних у функционалну целину. Да би се практично користили у спровођењу савремених сложених техника зрачења, морају задовољити посебне конструкционе захтеве (Слика 18). Основа дизајна ЛИНАКа се састоји у томе да статив акцелератора причвршћен за фиксно поље, заједно са колиматором и терапијским столом ротирају око заједничке тачке које се зове изоцентар. Циљ радијационе терапије је да се средина тумора у пацијенту (мета) постави у изоцентар, тако да је без обзира на угао статива, колиматора или тераписјког стола, зрачни сноп увек усмерен на мету. На слици 18 су приказане главне комоненте акцелератора: постоље, гентри са главом акцелератора, колиматор, терапијски сто и ласерски систем позиционирања пацијента [14]



Слика 18 Основна геометрија медицинског акцелератора са терапијским столом [15]

4.2.2 Конфигурација ЛИНАКа



Главне компоненте оперативног система основне конфигурације ЛИНАК-а су приказане на слици 19.

Слика 19 Основна геометрија и главне компоненте ЛИНАКа

Медицински линеарни акцелератори се састоје из следећих компонената:

- електронски топ,
- акцелераторски таласовод,
- извор високофреквентног таласа (магнетрон или клистрон),
- магнет закретања електронског снопа,
- глава акцелератора,
- терапијски сто,
- командни пулт и систем за мониторинг.

Електрони емитовани електронским топом у акцелераторски таласовод бивају захваћени и убрзани РФ електромагнетним таласима претходно индукованим и појачаним клистроном. Након тога убрзани електрони велике енергије бивају енергетски филтрирани закретањем помоћу магнетног поља бендинг магнета (магнета закретања). Усмерени електрони удајару у мету, стварајући закочно зрачење које се након филтрирања користи у медицинском третману пацијента [14]

4.2.3 Инјекциони систем

Инјекциони систем је извор електрона. У суштини, то је једноставан електростатички акцелератор познат и као електронски топ. Два типа топа се користе као извори у медицинским линарним акцелераторима: диодни и триодни.

Електрони се термички емитују из загрејане катоде, усмеравају се у сноп помоћу закривљене фокусирајуће електроде и убрзавају ка перфорираној аноди кроз коју скрећу да би ушли у убрзавајући таласовод. У триодном топу, међутим, катода се држи у статичком негативном потенцијалу (обично –20 kV). Решетка триодног топа обично се држи довољно негативна у односу на катоду да одсече струју ка аноди. Затим се убризгавање електрона у убрзавајући таласовод контролише импулсима напона, који се примењују на решетку и морају бити синхронизовани са импулсима примењеним на микроталасни генератор. Уклоњиви триодни пиштољ високоенергетског линца приказан је на слици 20 [12].



Слика 20 Триодни пиштољ типичног високоенергетског ЛИНАКа (Varian Clinac-18)

4.2.4 Генератор РФ снаге

Микроталасно зрачење које се користи у акцелераторском таласоводу за убрзавање електрона до жељене енергије производи РФ систем који се састоји од две главне компоненте:

- Извор РФ енергије
- Пулсни модулатор

Извор је обично магнетрон или клистрон. Оба су уређаји који користе убрзање електрона у вакуму како би произвели високоенергетско РФ поље. Користе термичку емисију електрона са загрејане катоде и убрзавају их ка аноди у пулсном електростатичком пољу.[12]

4.2.5 Акцелераторски таласовод

Улога таласовода је да инјектоване електроне од стране електронског топа убрза до мегаволтажних кинетричких енергија помоћу радиофреквентних електромагнетних тласа. Убрзање електрона се одвија у цеви са шупљинама (обично од чистог бакра) са веома високим вакуумом на два начина, прогресивним или стојећим таласом. Резонантне шупљине у таласоводу се прогресивно скраћују дуж цеви у складу са убрзањем електрона. Шупљине служе за дистрибуцију наизменичног електромагнетног поља кога изазива стојећи (прогресивни) микроталас и који убрзава убачене електроне. Улога шупљина је да повећају интензитет микроталасом условљеног променљивог електромагнетног поља. На једном крају таласовода се налази електронски топ, а на другом крају је магнет закретања електронског снопа.Прозор за довод микроталаса који је генерисан у РФ покретачу и појачан клистроном, односно у магнетрону, смештен је ближе електронског топа. Унутрашњост таласовода је под високим вакуумом. [14]Акцелераторски таласовод стојећег таласа приказан је на слици 21.



Слика 21 Акцелераторски таласовод стајаћег таласа

4.2.6 Пренос микроталаса

Микроталасна снага коју ствара РФ генератор преноси се на убрзавајући таласовод кроз правоугаоне униформне таласоводе С-опсега који се или вакумирају или, што је уобичајеније, налазе под притиском диелектричног гаса (фреон или сумпор хексафлуорид), притиска до два пута већег од атмосферског.

Важна компонента која се мора уметнути у пренос РФ енергије између РФ генератора и убрзавајућег таласовода је циркулатор (који се понекад назива и изолатор), који преноси РФ поље са РФ генератора на убрзавајући таласовод, али је непропусан за рефлектовано зрачење које се креће у супротном смеру, чиме штити РФ извор од рефлектоване снаге. [12]

4.2.6 Траснпорт електронског снопа

У нискоенергетским линеарним акцелераторима мета је уграђена у убрзавајући таласовод и није потребан транспорт снопа између убрзавајућег таласовода и мете. Магнети за савијање користе се у линеарним акцелераторима који раде на енергији већој од 6 MeV, где су убрзавајући таласоводи предуги за директну монтажу. Убрзавајући таласовод је обично постављен паралелно са осовином ротације портала и електронски сноп мора бити савијен да би погодио рендгенску мету или могао да изађе кроз излазни прозор снопа. Развијена су три система за савијање електрона[12]:

- савијање под углом од 90°
- савијање под углом од 270° (ахроматско)
- савијање под углом од 112,5° ("слалом").

У средњим (10 MeV) и високоенергетским (изнад 15 MeV) линеарним акцелераторима систем за пренос електронског снопа користи се за транспорт електронског снопа од убрзавајућег таласовода до мете Х-зрака или до излазног прозора ЛИНАК-а за терапију електронским снопом. Систем се састоји од вакумираних кривих цеви и магнета за савијање. Поред тога, завојнице за управљање и завојнице за фокусирање, које се користе за управљање и фокусирање убрзаног снопа електрона, такође чине компоненте транспортног система снопа.

4.2.7 Продукција класичних снопова електрона

Клинички снопови фотона који произлазе из медицинског ЛИНАК-а производе се у рендгенској мети и поравнавају помоћу спљоштеног филтера. Код енергија електрона испод 15 MeV (енергије снопа фотона 15 MeV) оптималне мете имају висок атомски број, док код енергија електрона изнад 15 MeV(енергије снопа фотона изнад 15 MB) оптималне мете имају низак атомски број. Оптимални равни филтери имају низак атомски број без обзира на енергију снопа. [12]

4.2.8 Колимација снопа

У типичном модерном медицинском ЛИНАК-у колимација фотонских снопова постиже се са два или три колиматорска уређаја[12]:

- Примарни колиматор;
- Секундарни покретни колиматори
- MLC (опционално).

Поред примарних и секундарних колиматора, клинички електронски снопови се такође ослањају на апликаторе електронских снопова (чуњева) за колимацију снопа.

- Примарни колиматор дефинише највећу расположиву величину кружног поља и конусни је отвор обрађен у заштитни блок од волфрама, а странице конусног отвора избочене су на ивицама мете на једном крају блока и на равни филтер на другом крају.
- Секундарни колиматори који дефинишу сноп састоје се од четири блока, од којих два чине горње, а два доње чељусти колиматора. Они могу да обезбеде правоугаона или квадратна поља у изоцентру ЛИНАК-а, са страницама реда неколико милиметара до 40 центиметара.

4.2.9 Продукција електронских снопова

Већина ЛИНАК-а више енергије, осим што пружају једноструке или двоструке фотонске енергије, такође пружају снопове електрона са неколико номиналних енергија снопа у опсегу од 6 до 30 MeV.

Да би се активирао режим електронског снопа, из електронског зрака уклањају се и мета и спљоштени филтер режима снопа Х-зрака. Сноп електрона излази из вакуумираног система за транспорт снопа кроз танак прозор обично направљен од берилијума, који својим малим атомским бројем минимизира расипање снопа и стварање закочног зрачења. [12]

4.2.10 Контрола дозе

IEC 60601-2-1 [14] детаљно прописује стандарде за мониторе зрачења уграђене у клиничким линеарним акцелераторима.

Најчешћи монитори у ЛИНАКа су преносне јонизационе коморе трајно уграђене у клинички сноп фотона и електрона за континуирано надгледање излаза зрака током лечења пацијента.

- За сигурност пацијента, систем за дозиметрију ЛИНАК-а се обично састоји од две одвојене затворене јонизационе коморе са потпуно независним напајањем и електрометрима за очитавање. Ако примарна комора закаже током лечења пацијента, секундарна комора ће прекинути зрачење, обично након испоруке додатне дозе од само неколико процената изнад прописане дозе.
- Примарна јонизациона комора мери МЈ(мониторске јединице). Типично, осетљивост електричног кола коморе се подешава на такав начин да 1 МЈ одговара дози од 1 сGy која се испоручује у воденом фантому на дубини дозе максималне на централној оси снопа када је озрачена пољем 10 × 10 центиметара на удаљености од извора до површине од 100 центиметара.
- Једном када је достигнут унапред задати број МЈ, круг примарне јонизационе коморе искључује ЛИНАЦ и прекида испоруку дозе пацијенту. Пре него што се започне ново озрачивање, потребно је ресетовати МЈ приказе на нулу, даље озрачивање није могуће док се не направи нови избор МЈ.
- ЛИНАК мора бити опремљен системом за надгледање који непрекидно приказује брзину дозе изоцентра машине и прекида сноп када измерена брзина дозе премаши двоструко већу вредност одређену техничким описом машине.
- Када је ЛИНАК способан да производи више од једног снопа (Х-зраке или електрони), након престанка зрачења спречава се даље озрачивање све док се поново не изврши избор енергије и врсте снопа у контролој конзоли.

4.2.11 Киловолтажни извор

Прецизно позиционирање пацијента и нишањење мете-тумора је једно од најважнијих ставки током припреме за радиотерапијску процедуру- Традиционално, коришћену су класични радиографски филмоци, који су постављани испод пацијента како би добили слику. Овај метод је био временски дуг, узимајући у обзир време потребно да се развије и очита филм, као и недостатак прециозности. Развојем технологије и нових метода, у клиничке праксе су ушли "Electronic Portal Imaging Devices"-ЕРІD, који су били монтирани помоћу роботичке руке. Овакав метод пружао је тренутне слике и аутоматску анализу подататака у радиотерапијским процедурама. Мећутим, EPID је користио линакове мегаволтажне енергијске спектре што се одражавало веома слабим контрастом слике због доминације Комптоновог расејања. Ово се решило коришћењем дијагностичких извора рендгенског зрачења, који су заједно са "Flat Panel Imager" (FPI) монтирани на ЛИНАК-ов гантри тако да деле заједнички изоцентар са јединицом за третман. Као резултат, ово је отворило могућности за добијање томографских секција пацијента, ротацијом гантрија са укљученим киловолтажним извором као и код класичне компјутеризоване томографије. Разлика од класичне ЦТ методе се огледа у томе, да је лежај у овој поставци непокретан. То се решило конусно обликованим снопом Х-зрачења које је омогућавало добијање волуметријских података у једној ротацији гентрија. (Слика 22) Ова имиџинг метода је позната под називом "Cone Beam Computed Tomography"- CBCT [14]



Слика 22 Шематски приказ СВСТ поставске

5. Контрола квалитета киловолтажног извора

Како законском регулативом, ни постојећим стандардима нису регулисани критеријуми који се примењују на њихову дозиметријску контролу, параметре испитивања и дозвољене границе одступања применићемо из већ постојећих процедура у завнисности од начина коришћења киловолтажних извора.

5.1 Законска оправданост контроле квалитета киловолтажног извора

Процес оптимизације излагања обухвата: избор опреме, конзистентно бележење и чување дијагностичких података или терапијских резултата као и практична искуства, **осигурање квалитета,** укључујући **контролу квалитета**, процењивање и израчунавање доза пацијента или активности примењених радиофармацеутика, сагласно економским и социјалним факторима [11, Члан 18]

За сва медицинска излагања појединца у радиотерапијске сврхе обавезно је индивидуално планирање излагања циљне запремине ткива; узимајући у обзир да дозе ткива изнад циљне запремине морају бити толико мале колико је објективно могуће постићи, сагласно планираној примени радиотерапијског излагања. [11, Члан 14]

Такође, све дозе које настају услед медицинског излагања, изузев доза планираних радиотерапијским поступцима, треба остварити на најнижим могућем нивоу који је одговарајући за добијање дијагностичке информације, узимајући у обзир економске и социјалне факторе. [11, Члан 14]

Носилац лиценце за радијациону делатност у медицини дужан је да обезбеди предузимање свих реалних корака да би се смањила могућност и учесталост примене случајних или ненамерних доза на пацијента услед радиолошке праксе, узимајући у обзир економске и социјалне факторе. [11, Члан 27]

Рендгенско зрачење у дијагностичкој и интервентној радиологији мора бити филтрирано и сви филтри означени на начин да је могуће одредити укупну филтрацију корисног снопа [11, Члан 35]

Рендгенски апарати за снимање морају бити опремљени светлосним индикатором. Разлика између озраченог и осветљеног поља не сме бити већа од 2 %, осим код апарата за снимање деце где не сме бити већа од 1% [11, Члан 36]

Пријемна и периодична испитивања рендген апарата, акцелератора и других уређаја који производе јонизујуће зрачење у медицини и стоматологији обухватају следеће:

- 1. Проверу података о рендген-апарату или акцелератору;
- 2. Визуални преглед просторија у којима је смештен рендген-апарат или акцелератор у смислу безбедности њиховог коришћења.
- 3. Испитивање функционалне исправности сигурносних уређаја рендгенапарата или акцелератора нарочито за укључивање и искључивање рада, сигналних уређаја и уређаја за даљинско управљање, могућност коришћења у складу са спецификацијама приозвођача
- 4. Испитивања одређених параметара рендген-апарата или акцелератора у циљу провере да ли је обезбеђен задовољавајући квалитет дијагностичке информације или терапијског ефекта уз минимално излагање пацијента. Ови параметри су дати у: Табели 1 (рендген-апарати за снимање), Табели 2 (рендген-апарати за мамографију), Тебели 3(системи за развијање филмова), Табели 4 (системи за посматрање филмова), Табели 5 (рендген-апарати за просветљавање), Табели 6 (уређаји за компјутеризовану томографију), Табели 7 (стоматолошки рендген апарати) и Табели 8(акцелератори у радиотерапији) овог прилога [11]

Redni broj	Veličina koja se ispituje	Parametar koji se proverava	Granice dopuštenih odstupanja/referentna vrednost	Periodi proveravanja
1.	Napon rendgenske	Ponovljivost	± 10%	Godišnje
	cevi	Tačnost	± 10% ili ±10 kV	Godišnje
2.	Vreme ekspozicije	Tačnost	t≥0.1 s: ± 10% t<0.1 s: ± 30%	Godišnje
3.	Radijacioni izlaz na rastojanju 1 m od fokusa	Vrednost	≥25 µ Gy/mAs za napon od 80 kV i ukupnu filtraciju od 2.5 mm Al	Godišnje
	rendgenske cevi	Ponovljivost	± 10%	Godišnje
		Tačnost	± 10%	Godišnje
4.	Debljina poluslabljenja		≥ 2,3 mmAl za napon od 80 kV	Godišnje
5.	Usaglašenost svetlosnog i zračnog polja		≤ 2% udaljenosti fokus-test objekat	Mesečno
6.	Položaj centralnog zraka		≤ 1% udaljenosti fokus-test objekat	Mesečno
7.	Granična	Bez folije	≥ 2,0 lp/mm	Godišnje
	rezolucija Uz film- pojačanj S=200		≥ 2,8 lp/mm	
8.	Veličina fokusa	Mali fokus	+ 50% od nominalne veličine	Prijemna ispitivanja
		Veliki fokus	+ 50% od nominalne veličine	

Табела 1 Параметри испитивања, дозвољене границе одступања и периоди проверавања раднген апарата за снимање

5.2 Опрема кориштена у испитивању

Као детектор је коришћен уређај "Unfors Xi Ray Safe". (Слика 19)Унфорс Xu апаратура се састоји из две примарне компоненте. Унфорсове базне јединице и унфорсовог детектора. За разлику од традиционалних апаратура која су базирана на принципу јонизационих комора, унфорсови детектори се заснивају на полупроводничкој детекторској технологији. "Unfors Xi R/F" детектор мође да мери кVp, дозу, пулсну рату, дозу по фрејму, време, HVL, тоталну филтрацију и таласну функцију симултантно



Слика 23 Unfors Xi базна јединица са R/F детектором

Депозиција енергије у полупроводничком материјалу, као што је нпр. беспримесни чист германијум, ексцитује електроне из попуњене валентне зоне у проводну зону, креирајућу пар електрон-шупљина. Када се напон примени на полупроводник, долази до померања ових носилаца, производећи електрични пулс. Енергија потребна да се произведе пар електрон-шупљина у полупроводнику је типично 1 eV, што је значајно мање него што је енергија јонизације у сцинтилатору, самим тим веома велики број носилаца наелектрисања се произведе са сваким апсорбованим фотоном. Такође број наелектрисања произведених термалним путем-осциловањем у кристалној решетци је много мањи код полупроводничких детектора (мали шум) што дозвољава високе резолуције и омогућава врло прецизна одређивања енергије. [12]

Тест плоча "Wellhoffer dosimetrie ETR-1" за проверу квалитета и параметара снимка (Слика 20)



Мерења су вршена на Институ за онкологију Војводине.Испитивање је вршено на 4 киловолтажна извора линеарних акцелератора: Electa Versa HD 1, Electa Versa HD 2, Varian True Beam, Varian Vital Beam.



5.3 Геометрија и поставке мерења

Слика 24 Електа Верса ХД са Киловолтажним извором и детектором

Киловолтажни извор и детектор се наместе тако да направе такву геометрију као у класичној рендгенској графији. Киловолтажни извор се налази изнад детектора са осом која пролази кроз центар детектора и центар рендгенске цеви. Та оса се налази под углом од 90 степени у односу на осу лежећег пацијента. Мерни уређај се поставља на Киловолтажни детектор, у центар снопа, коришћем светлосних индикатора испитиваних уређаја. Између мерног уређаја и извора зрачења не треба да постоји никаква додатна филтрација-препрека.

5.4 Мерења

5.4.1 Високи напон

1. ТАЧНОСТ:

Мерење се врши при различитим вредностима напона.

Varian True Beam				
Задата вредност [kV]	Мерена вредност [kV]	Одступање [kV]	Одступање [%]	
85.00	86.65	1.65	1.94	
81.00	80.55	0.45	0.55	
100.00	101.8	1.80	1.80	
Испуњеност према		ДА		
Табела 1				

Varian Vital Beam				
Задата вредност [kV]	Мерена вредност [kV]	Одступање [kV]	Одступање [%]	
85.00	86.07	1.07	1.26	
81.00	80.95	0.05	0.06	
100.00	101.6	1.60	1.60	
Испуњеност према		ДА		
Табела 1				

Electa Versa HD -1				
Задата вредност [kV]	Мерена вредност [kV]	Одступање [kV]	Одступање [%]	
100	95.87	4.13	4.13	
120	114.20	5.8	4.83	
Испуњеност према		ДА		
Табела 1				

Electa Versa HD -2				
Задата вредност [kV]	Мерена вредност [kV]	Одступање [kV]	Одступање [%]	
100	96.78	3.22	3.22	
120	119.50	0.50	0.41	
Испуњеност према		ДА		
Табела 1				

Одступање[kV]:

Одступање[%]:

 $\Delta kV = kV_{mereno} - kV_{zadato}$ $\Delta(\%) = \frac{\Delta kV}{kV_{zadato}} \cdot 100\%$

2. ПОНОВЉИВОСТ

Понављају се експонирања и мерења за фиксну вредност напона и уз различите вредности производа струје и времена експозиције.

Varian True Beam					
Задата вредност [kV]	Мерена вредност [kV]	Коефицијент варијације[%]			
	86.65				
85	86.22	0.3			
	86.12				
Испуњеност према		ДА			
Табела 1					

Varian Vital Beam				
Задата вредност [kV]	Мерена вредност [kV]	Коефицијент варијације[%]		
	101.6			
100	101.1	0.2		
	101.4			
Испуњеност према		ДА		
Табела 1				

Electa Versa HD -1					
Задата вредност [kV]	Мерена вредност [kV]	Коефицијент варијације[%]			
	95.87				
100	93.66	1.2			
	94.76				
Испуњеност према		ДА			
Табела 1					

Electa Versa HD -2					
Задата вредност [kV]	Мерена вредност [kV]	Коефицијент варијације[%]			
	119.5				
120	114.8	2.1			
	115.9				
Испуњеност према		ДА			
Табела 1					

Коефицијент варијације:

 $cv(\%) = \frac{stdev(kV_{mereno1}, kV_{mereno2}, kV_{mereno3})}{average(kV_{mereno1}, kV_{mereno2}, kV_{mereno3})} \cdot 100\%$

5.4.2 Радијациони излаз

1. ВРЕДНОСТ РАЦИЈАЦИОНОГ ИЗЛАЗА

Минимални захтевани радијациони излаз инзноси 0,025 mGy/mAs према Правилнику о примени извора јонизујућих зрачења у медицини (Сл. Гл. РС 1/12 од 11.01.2012)Узима се она вредност која је добијена при највећем оптерећењу цеви.

Varian True Beam						
Задато [kV]	Задато [mAs]	Mepeнo [mGy]	Израчунато [mGy/mAs]			
85	5	0.350	0.07			
Испуњеност према Табела 1		ДА				

Varian Vital Beam					
Задато [kV]	Задато [mAs]	Mepeнo [mGy]	Израчунато [mGy/mAs]		
100	8	0.792	0.10		
Испуњеност према Табела 1		ДА			

Electa Versa HD -1					
Задато [kV]	Задато [mAs]	Mepeнo [mGy]	Израчунато [mGy/mAs]		
120	5	0.273	0.05		
Испуњеност према		ДА			
Испуњеност према Табела 1		ДА	<u> </u>		

Electa Versa HD -2					
Задато [kV]	Задато [mAs]	Mepeнo [mGy]	Израчунато [mGy/mAs]		
120	5	0.234	0.04		
Испуњеност према Табела 1		ДА			

2. ПОНОВЉИВОСТ РАДИЈАЦИОНОГ ИЗЛАЗА

Поновљивост радијационог излаза се добија из најмање 5 експозиција извршеним на истом високом напону, при различитм оптерећењима цеви (mAs). Како је на уређају не могуће независно подешавање струје кроз рендгенску цев и времена експозиције, испитаћемо поновљивост радијационог излаза како се одржава у току поновљених експозиција са идентичним параметрима.

Varian True Beam				
Задато [kV]	Задато	Мерено	Израчунато	Коефицијент
	[mAs]	[mGy]	[mGy/mAs]	варијације[%]
		0.3506	0.0701	
85	5	0.3601	0.0720	1.6
		0.3497	0.0699	
Испуњеност		•	ДА	
према Табела 1				

Задато [kV]	Задато	Мерено	Израчунато	Коефицијент
	[mAs]	[mGy]	[mGy/mAs]	варијације[%]
		0.7930	0.0991	
100	8	0.7921	0.0990	0.1
		0.7924	0.0991	
Испуњеност		·	ДА	
према Табела 1				

Electa Versa HD -1				
Задато [kV]	Задато	Мерено	Израчунато	Коефицијент
	[mAs]	[mGy]	[mGy/mAs]	варијације[%]
		0.01523	0.0305	
100	0.5	0.01798	0.0360	8.3
		0.01653	0.0331	
Испуњеност			ДА	
према Табела 1				

Задато [kV]	Задато	Мерено	Израчунато	Коефицијент
	[mAs]	[mGy]	[mGy/mAs]	варијације[%]
		0.234	0.0468	
120	5	0.218	0.0436	7.5
		0.253	0.0506	
Испуњеност		ДА		
према слици 18-				
Табела 1				

5.4.3 Дебљина полуслабљења

Дебљина полуслабљења мери се директно коришћењем мултиметра за дијагностичке опсеге рендгенског зрачења. Резултат мерења изражава се еквивалентном дебљином алуминијума у mm. Минимална вредност еквивалента износи 2.3 mm Al при високом напону на рендгенској цеви 80 kV

Varian True Beam				
Задато [kV]	Задато [mAs]	Mepeнo [HVL]		
81	5	3.14		
Испуњеност према Табела 1		ДА		

Varian Vital Beam				
Задато [kV] Задато [mAs] Мерено [HVL]				
81	5	3.10		
Испуњеност према Табела 1		ДА		

Electa Versa HD -1				
адато [kV] Задато [mAs] Мерено [HVL]				
90	0.5	4.95		
Испуњеност према Табела 1		ДА		

Electa Versa HD -2					
Задато [kV] Задато [mAs] Мерено [HVL]					
100	5	5.92			
Испуњеност према Табела 1		ДА			

5.4.4 Усаглашеност осветљеног и озраченог поља

Преко детектора слике поставити тест плочу ETR-1 са тест објектом RM1 у центар поља зрачења. Пошто код Киловолтажних извора постоје дискретне величине осветљеног-колиминисаног снопа, није могуће подесити произвољну величину поља према тест плочи, већ је потребно урадити супротно. У односу на дату колимацију (нпр 28 cm x 21.4 cm) извршити поређење ивица осветљеног поља и ивица снимка. Укупна одступања у вертикалном и хоринзоталном смеру не сме бити већа од 2 % удаљености фокус детектор слике.



$$|a| + |b| = d_{ver}$$
$$|c| + |d| = d_{hor}$$

Varian True Beam			
Смер	ер Одступање од светлосног поља		
	(cm)	(cm)	
а	0	1	
b	0,5	Одступање [%]	
с	0		
		1	
d	0,5	1	

КОНТРОЛА КВАЛИТЕТА КИЛОВОЛТАЖНОГ ИЗВОРА КОД ЛИНЕАРНИХ АКЦЕЛЕРАТОРА

Varian Vital Beam		
Смер	Збир	
	(cm)	(cm)
a	0	0,5
	0.5	0
D	0,5	[%]
c	0,5	[%]
c d	0,5	0,5

Electa Versa HD -1		
Смер	Одступање од светлосног поља	Збир
	(cm)	(cm)
a	0	0
b	0,5	Одступање [%]
с	0,5	1
d	0	
SID=100 cm	Испуњеност према Табела 1	ДА

Electa Versa HD -2			
Смер	Смер Одступање од светлосног поља		
	(cm)	(cm)	
а	0	0	
b	0,5	Одступање [%]	
С	0,5	1	
d	0	I	
SID=100 cm	Испуњеност према Табела 1	ДА	

5.4.5 Положај централног зрака

За оцену положаја централног зрака снопа користи се тест објекат RM1 у средишту ETR-1 плоче. Тест објекат је дизајнирак тако да даје резултате према слици:



- а) Коаксијални прстен: одступање од вертикалног правца 0°
- b) Тачка не додирује спољни прстен: одступање мање од 1.5°
- с) Тачка додирује спољни прстен: одступање од вертикалног правца веће од 1.5°

Varian True Beam			
SID: 100 cm			
Одступање централног зрака:	0°		
Испуњеност према Табела 1	да		

Varian Vital Beam		
SID: 100 cm		
Одступање централног зрака:	0°	
Испуњеност према Табела 1 да		

Electa Versa HD -1		
SID: 100 cm		
Одступање централног зрака: <1.5°		
Испуњеност према Табела 1	да	

Electa Versa HD -2			
SID: 100 cm			
Одступање централног зрака:	< 1.5°		
Испуњеност према Табела 1	да		

5.4.6 Гранична резолуција



На слици тест плоче извршити увид у тест објекат за резолуцију високог контраста.

Слика 25 Снимак ETR-1 плоче

Критеријуми за оцењивање:

- 1. Одредити последњи тест објекат који је јасно видљив на слици. Први следећи представља граничну вредност.
- 2. Оценити видљивост простора између линија. За прихватање теста објекта као видљивог, најмање 70 % простора између линија мора бити видљиво.Оба начина дају једнако добар резултат, али се препоручује, увек примењивати исти критеријум.

Varian True Beam				
Услови	[kV]	[mAs]	Гранична резолуција	Испуњеност
снимања	40	19.53	3.1	ДА

Varian Vital Beam				
Услови снимања	[kV]	[mAs]	Гранична резолуција	Испуњеност
	40	20	3.1	ДА

Electa Versa HD -1				
Услови снимања	[kV]	[mAs]	Гранична резолуција	Испуњеност
	100	0.5	2.8	ДА

Electa Versa HD -2				
Услови снимања	[kV]	[mAs]	Гранична резолуција	Испуњеност
	100	0.5	2.8	ДА

ЗАКЉУЧАК

Киловолтажни извор који се налази монтиран на линеарне акцелераторе, представља важну компоненту у процедури радиотерапије. Он је задужен за прецизно позиционирање пацијента и локализацију тумора. Као такав круцијалан део ЛИНАК система потребно је редовно вршити надзор ради обезбеђивања квалитета и смањења дозе на најмању могућу вредност.

У овом раду је примењен поступак контроле параметара испитивања, користећи постојеће методе које се односе на контролу квалитета рендген уређаја за снимање [SRPS IEC 61223-3-1:2012] као и референтне вредности дефинисане Правилником о примени извора јонизујућих зрачења у медицини из 2012 године. Ово је постигнуто постављањем геометрије уређаја, тако да се киловолтажни извор налази изнад детектора са осом која пролази кроз центар детектора и центар рендгенске цеви. Та оса се налази под углом од 90 степени у односу на осу лежећег пацијента. Такође режим рада при којима су вршене експозиције је еквивалентан оном код обичног радиографијског уређаја. Мануално задавање параметара испитивања није било доступно па се стога користили предефинисани параметри подешени за разне делове тела који се експонирају. Параметри који су били испитивани јесу: високи напон на цеви (тачност и поновљивост), радијациони излаз (вредност и поновљивост), дебљина полуслабљења, усаглашеност осветљеног и озраченог поља, положај централног зрака као и граничну резолуцију. Испитивани параметри су били довољни како би се описао начин рада и функционисања киловолтажног извора. Примећено је да се код уређаја Electa Versa HD 1 и Electa Versa HD 2, вредности коефицијента варијације поновљивости радијационог излаза близу гранично допуштеној вредности дефинисане правилником, што нам такоће говори о оправданости оваквог начина контроле квалитета киловолтажног извора.

Сва три модела односа дозе и ефекта, који су наведени у тачки 3.2.2 овог рада, предвиђају повећање ризика од избијања штетних стохастичких ефеката са повећањем дозе. Узимајући у обзир ову чињеницу као и члан 14 Правилника о примени извора јонизујућих зрачења : "...Такође, све дозе које настају услед медицинског излагања, изузев доза планираних радиотерапијским поступцима, треба остварити на најнижим могућем нивоу који је одговарајући за добијање дијагностичке информације, узимајући у обзир економске и социјалне факторе", предлог је да се контрола квалитета киловолтажних извора монтираних на линеарне акцелераторе уведе као обавезна по закону а једна од могућих метода може бити она која је представљена у овом раду.

<u>ЛИТЕРАТУРА</u>

[1] Основи атомске физике І део (скрипта) ; Др Иван Јанић ; 1992

[2] Physics for Radiation Protection – A handbook ; James E. Martin; Second Edition

[3] Курс опште физике- Књига 3; С.Е.Фриш, А.В. Тиморјева; 1962

[4] Увод у нуклеарну физику; Миодраг Крмар; 2013

[5] Atoms, Radiation, and Radiation Protection; James E. Turner; Third Edition

[6] Radiation protection – A guide for scientist, regulators, and physicians; Jacob Shapiro

[7] Дозиметрија и заштита од јонизујућег зрачења- Курс из оперативне дозиметрије- скрипта; Наташа Тодоровић

[8] Biological Effects of Radiation- Reactor Concepts Manual; USNRC Technical Training Center

[9] Tumors and other diseases following childhood x-ray treatment for ringworm of the scalp; Roye I Shore, Miriam Moseson, Naomi Harley, Bernard S Pasternack; 2003 [10] Закон о радијационој и нуклеарној сигурности и безбедности (Сл. гл. РС бр. 95/18 и Сл. гл. РС бр. 10/19)

[11] Правилник о примени извора јонизујућих зрачења у медицини (Сл. Гл. РС 1/12 од 11.01.2012)

[12] Radiation Oncology Phyisics: A Handbook for Teachers and Students; E.B. Podgorsak; 2005

[13] An Evaluation of Kilo Voltage Image Quality Produces by an On-Board Imager System: Tima Mobini; Sweden 2015.

[14] IEC 60601-2-1:2009

[15] Primer on theory and operation of linear accelerators in radiation therapy. Final report; C.J. Karzmark, R.J.Marton; 1981

[16] https://radiologykey.com/biological-effects-of-ionizing-radiation-2/;2020

БИОГРАФИЈА



Срђан Милисавић рођен је 20.4.1994. године у Бања Луци. Прва 4 разреда основне школе је завршио у Шапцу у основној школи Лаза К. Лазаревић а остала 4 у Ветернику у основној школи Михајло Пупин. После завршене основне школе уписује природно-математички смер у гимназији Исидора Секулић. У средњој школи редовно учествује у програмима "Руских вечери" и одлази на такмичења из физике и математике. 2013 године уписује

Природно-математички факултет у Новом Саду смер физика а од 2019 године је запослен као дозиметриста у фирми "X-Ray Košutić-Ekoteh dozimetrija d.o.o." са седиштем у Солунској 7/7 у Београду. У току студија био је члан студентског парламента и учествовао је у програму размене "Work and Travel" у Сједињеним америчким државама.

UNIVERZITET U NOVOM SADU

PRIRODNO-MATEMATIČKI

FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:	
RBR	
Identifikacioni broj:	
IBR	
Tip dokumentacije:	Монографска документација
TD	
Tip zapisa:	Текстуални штампани материјал
TZ	
Vrsta rada:	Дипломски рад
VR	
Autor:	Срђан Милисавић
AU	
Mentor:	Проф. др Наташа Тодоровић
MN	
Naslov rada:	Контрола квалитета киловолтажног
NR	извора код линеарних акцелератора
Jezik publikacije:	српски
JP	
Jezik izvoda:	српски/енглески
II	
Zemlja publikovanja:	Србија
ZP	
Uže geografsko područje:	Војводина
UGP	
Godina:	2020
GO	
Izdavač:	Ауторски репринт
IZ	

Mesto i adresa:	Природно математички факултет, Трг Доситеја Обрадовића ,
МА	Нови Сад
Fizički opis rada	5 поглавља/ 57 страница / 25 слика
FO	
Naučna oblast:	Физика
NO	
Naučna disciplina:	Медицинска физика
ND	
Predmetna odrednica/ ključne reči: PO	ЛИНАК, линеарни акцелератор, дозиметрија, контрола квалитета, киловолтажни извор, рендгенско зрачење
Čuva se:	Библиотека департмана за физику, ПМФ Нови Сад
ČU	
Važna napomena:	нема
VN	
Izvod:	У овом раду вршена је контрола квалита киловолтажних
IZ	извора на акцелераторима Electa versa но 1, Electa versa но 2, vanan True Beam, Varian Vital Beam. Примењена је техника испитивања која се примењује на стандардне апарате за рендгенско снимање.
Datum prihvatanja teme od NN	
veća:	Октобар 2020
DP	
Datum odbrane:	
DO	Октобар 2020
Članovi komisije:	
КО	
Predsednik:	Проф. др. Оливера Клисурић
Član:	Проф. др. Наташа Тодоровић
Član:	Проф. др. Миодраг Крмар
Član:	

UNIVERSITY OF NOVI SAD

FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:	
ANO	
Identification number:	
INO	
Document type:	Monograph publication
DT	
Type of record:	Textual printed material
TR	
Content code:	Graduation thesis
СС	
Author:	Srđan Milisavić
AU	
Mentor/comentor:	Prof. dr Nataša Todorović
MN	
Title:	Quality control of kilovoltage (kV)
ті	source on a LINAC
Language of text:	Serbian
LT	
Language of abstract:	English
LA	
Country of publication:	Serbia
СР	
Locality of publication:	Vojvodina
LP	
Publication year:	2020
РҮ	
Publisher:	Author's reprint
PU	

КОНТРОЛА КВАЛИТЕТА КИЛОВОЛТАЖНОГ ИЗВОРА КОД ЛИНЕАРНИХ АКЦЕЛЕРАТОРА

Publication place: PP	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
Physical description:	5 chapters/ 57 pages/ 25 pictures
Scientific field:	Physics
Scientific discipline: SD	Medical physics
Subject/ Key words: SKW	LINAK, Linear Accelerator, Dosimerty, Quality control, kilovoltage source, X-rays
Holding data:	Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4
HD Note:	none
N Abstract: AB	This paper describes a method of quality control of kilovoltage source on linear accelerators. The method that is applied here is method for classical X-Ray machine for radiography.
Accepted by the Scientific Board:	October 2020
Defended on: DE	October 2020
Thesis defend board: DB	
President: Member: Member:	Prof. dr Olivera Klisurić Prof. dr Nataša Todorović Prof. dr Miodrag Krmar